

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 76 12194

(54) **Circuit et procédé de réglage du coefficient d'utilisation d'un signal modulé par impulsions.**

(51) **Classification internationale (Int. Cl.²). G 05 F 1/08; A 61 N 3/04.**

(22) **Date de dépôt 23 avril 1976, à 16 h 25 mn.**

(33) (32) (31) **Priorité revendiquée : *Demande de brevet déposée aux Etats-Unis d'Amérique le 2 juin 1975, n. 582.593 aux noms de Stephen William Andrews et Stanley Wolosz.***

(41) **Date de la mise à la disposition du
public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 53 du 31-12-1976.**

(71) **Déposant : Société dite : SYBRON CORPORATION, résidant aux Etats-Unis d'Amérique.**

(72) **Invention de :**

(73) **Titulaire : *Idem* (71)**

(74) **Mandataire : Simonnot, Rinuy, Santarelli.**

L'invention concerne les circuits de modulation à haute fréquence et, notamment, un circuit de modulation à haute fréquence destiné aux dispositifs d'électrochirurgie. Ces dispositifs utilisent de l'énergie à haute fréquence pour la section et la coagulation de tissus au cours d'opérations chirurgicales. Ils appliquent un courant alternatif à haute fréquence, sous des puissances pouvant atteindre plusieurs centaines de watts, à des électrodes comprenant généralement une sonde active et une plaque de dispersion appelée généralement "plaque de patient".

Deux types de courant sont principalement utilisés, l'un pour les opérations de coupe et l'autre pour la coagulation. Le courant optimal de coupe est constitué par une onde entretenue produite par le dispositif d'électrochirurgie. Pour des opérations de coupe délicates, un arc doit être maintenu entre la sonde active et le patient. Lors de l'application d'un arc entretenu à grande puissance, les cellules des tissus se volatilisent; de sorte que la sonde réalise une coupe nette à la surface du tissu sur laquelle elle est déplacée. Pour provoquer une hémostase, le courant de coupe est transformé en impulsions. L'hémostase est d'autant plus grande et l'effet de coupe d'autant réduit que le coefficient d'utilisation est faible. Ce coefficient est déterminé par le rapport de la durée utile des impulsions à leur durée totale. Pour une coagulation efficace, il est nécessaire de mettre en oeuvre un courant dont le coefficient d'utilisation est compris entre environ 20 et moins de 5%. L'augmentation du temps de coupure, c'est-à-dire la diminution du coefficient d'utilisation, permet un bon refroidissement des tissus et évite ainsi la volatilisation des cellules. Cependant, une puissance suffisante doit être appliquée pour coaguler les vaisseaux sanguins à découvert.

Suivant l'utilisation prévue, le chirurgien choisit les deux électrodes parmi diverses formes d'électrodes disponibles. La sonde active choisie par le chirurgien peut avoir des dimensions variant entre celles d'une paire de pinces ou d'un bistouri, et celles d'une aiguille fine. L'aire de la surface de

contact de la sonde et le type de tissu à traiter sont des facteurs entrant dans la détermination de la puissance nécessaire à la coupe du tissu ou à la coagulation des vaisseaux sanguins contigus au champ opératoire.

5 Les dispositifs d'électrochirurgie de l'art antérieur mettent en oeuvre les procédés de fonctionnement des éclateurs ou des tubes à vide pour obtenir des puissances, à haute fréquence, de plusieurs centaines de watts. Depuis de nombreuses années, le générateur du courant de coagulation est du type à
10 éclateur. Un oscillateur à éclateur peut produire des impulsions de grande puissance à faible coefficient d'utilisation, tout en maintenant une puissance moyenne d'environ 120 watts. Cependant, de tels procédés provoquent l'apparition de bruits blancs alors qu'un spectre d'une grande pureté est souhaitable
15 pour les dispositifs d'électrochirurgie, notamment en raison du fait que l'équipement électronique des hôpitaux est de plus en plus important. Les dispositifs à tube à vide peuvent produire une puissance de plusieurs centaines de watts à des fréquences de l'ordre du mégahertz. Cependant, leur rendement est
20 faible et leur sûreté de fonctionnement est très inférieure à celle des circuits à semi-conducteurs existant actuellement. L'avènement des dispositifs à semi-conducteurs a montré que les transistors actuels ne peuvent produire les fortes pointes de courant demandées dans certaines conditions. Par conséquent,
25 il est nécessaire d'augmenter le coefficient d'utilisation pour obtenir une puissance moyenne convenable, mais cette augmentation introduit un effet de coupe lorsque le dispositif est utilisé pour la coagulation. Un faible coefficient d'utilisation est nécessaire à la réduction de cet effet de coupe en
30 mode de coagulation.

La puissance demandée varie selon que la sonde active forme un arc ou entre physiquement en contact avec les tissus, et elle dépend également de la densité utile de courant passant dans le champ opératoire et déterminée par l'aire de la surface
35 de contact de la sonde. La totalité des dispositifs d'électrochirurgie existant actuellement utilise le réglage d'amplitude

pour faire varier la puissance de coagulation. Etant donné qu'un faible coefficient d'utilisation provoque une diminution de l'effet de coupe, il est souhaitable de faire varier ce coefficient d'utilisation en fonction de la charge, plutôt que
5 l'amplitude.

L'invention concerne un circuit de commande d'impulsions d'un dispositif d'électrochirurgie, destiné à faire varier le coefficient d'utilisation d'un signal de sortie modulé par impulsions. Ce signal de sortie est appliqué à plusieurs élec-
10 trodes en contact avec un patient. La tension entre ces électrodes est avantageusement échantillonnée par un diviseur capacitif de tension, et elle commande un circuit de seuil. Lorsque la tension entre les électrodes dépasse une valeur prédéterminée, le circuit de seuil, constitué avantageusement par
15 une bascule de Schmitt, produit un signal qui est appliqué au modulateur du dispositif d'électrochirurgie. La présence ou l'absence de ce signal détermine le coefficient d'utilisation des impulsions produites par le dispositif. Le circuit de seuil peut être connecté sélectivement au modulateur, de manière à permettre ou empêcher sa mise en oeuvre selon l'utilisa-
20 tion.

Le dispositif d'électrochirurgie peut également être manipulé par un opérateur qui règle ainsi la puissance moyenne en produisant un signal de sortie modulé par impulsions présentant une amplitude constante et un coefficient d'utilisation
25 variable.

L'invention sera décrite plus en détail en regard des dessins annexés à titre d'exemple nullement limitatif et sur lesquels :

30 la figure 1 est un schéma d'un dispositif d'électrochirurgie comportant le circuit de commande par impulsions selon l'invention; et

la figure 2 est un schéma du circuit de commande par impulsions du dispositif de la figure 1.

35 La figure 1 représente un dispositif d'électrochirurgie comprenant le circuit de commande par impulsions selon l'inven-

tion. Ce dispositif comporte un oscillateur 10 qui produit un signal à haute fréquence se présentant sous la forme d'une onde entretenue. Ce signal est appliqué à l'entrée d'un amplificateur 12 commandé par un modulateur 14, de manière que ledit
5 signal soit modulé par impulsions. Un opérateur peut intervenir sur un élément 16 de commande pour choisir le mode souhaité de modulation convenant aux fonctions chirurgicales de coupe, de coupe avec hémostase, et de coagulation, ces fonctions dépendant de la forme d'onde du signal et de son coefficient
10 d'utilisation. Un amplificateur 18 de puissance porte les signaux modulés provenant de l'amplificateur 12 à un niveau d'environ 400 watts. Ces signaux sont transmis par un transformateur 20 à deux électrodes en contact avec le patient, à savoir une sonde active 22 et une plaque 24. Le patient 26 est
15 en contact continu avec la plaque 24 pendant l'opération chirurgicale. La sonde active 22 est utilisée pour l'exécution des interventions chirurgicales.

L'une des caractéristiques du circuit selon l'invention est la présence de deux condensateurs 28 et 30 montés en série
20 entre la sonde 22 et la plaque 24. Ces condensateurs 28 et 30 assument la fonction d'un diviseur de tension destiné à échantillonner la différence de potentiel entre la sonde 22 et la plaque 24. Il convient de noter que d'autres types de diviseurs de tension, tels que deux résistances ou d'autres éléments,
25 peuvent également convenir à la place des condensateurs. Les bornes d'entrée d'un circuit 32 de seuil sont connectées aux bornes du condensateur 30. Par conséquent, la tension appliquée à l'entrée de ce circuit 32 est la même que celle présente aux bornes du condensateur 30.

30 Le circuit 32 de seuil est destiné à produire un signal de sortie lorsque son signal d'entrée dépasse une amplitude prédéterminée. Ce signal d'entrée est d'une amplitude basse ou élevée selon que la sonde active 22 est en contact ou non avec le patient 26. Lorsque cette sonde 22 n'est pas en contact avec
35 le patient 26, la tension présente aux bornes du condensateur 30 est élevée et suffisante pour que le circuit 32 de seuil

produise un signal. Ce dernier est transmis par un circuit 34 de validation au modulateur 14. Le circuit 16 de commande déclenche le circuit 34 de validation. Lorsqu'un opérateur règle le circuit 16 en mode de coagulation, le circuit 34 de validation est déclenché de manière à permettre au signal de sortie du circuit de seuil d'atteindre le modulateur 14. En mode de coagulation, le modulateur 14 peut être réglé de manière à moduler le signal à un coefficient d'utilisation de 20%, par exemple, en l'absence d'un signal de sortie du circuit de seuil.

10 Comme décrit plus en détail ci-après, la présence d'un signal de seuil a pour effet de réduire le coefficient d'utilisation du signal à haute fréquence, par exemple de 20 à 5%. Cette réduction du coefficient d'utilisation reste effective jusqu'à ce que la sonde active 22 entre en contact avec le patient 26,

15 auquel cas la tension présente aux bornes du condensateur 30 et la tension du signal d'entrée du circuit 32 de seuil chutent et empêchent ainsi la production du signal de sortie de ce circuit de seuil. La suppression du signal de seuil permet au signal modulé à haute fréquence de revenir à un coefficient d'utilisation élevé et prédéterminé, égal à 20% dans l'exemple

20 décrit. Le réglage du coefficient d'utilisation est destiné à éviter la coupe des tissus du patient lorsque le dispositif d'électrochirurgie fonctionne en mode de coagulation. Il est apparu que des traces de coupe importantes apparaissent lorsque

25 la sonde active n'est pas en contact avec le patient, mais éloignée de ce dernier par une distance suffisamment faible pour provoquer la formation d'un arc entre cette sonde 22 et le patient 26. Pendant la coagulation, il est souhaitable de réduire le coefficient d'utilisation lors de la présence de

30 l'arc en diminuant la puissance moyenne dissipée dans le champ opératoire, afin de réduire l'effet de coupe. Lorsque la sonde active entre en contact avec le patient 26, une puissance importante peut être appliquée, car l'arc disparaît, ainsi, par conséquent, que tout effet de coupe indésirable. Une puissance

35 moyenne importante est souhaitable pour obtenir la coagulation voulue. Lorsque le circuit 16 de commande est commuté pour

fonctionner en mode de coupe, le circuit 34 de validation est inhibé, de manière à empêcher le signal de sortie du circuit 32 de seuil d'atteindre le modulateur 14. Par conséquent, le coefficient d'utilisation du signal à haute fréquence reste constant, que la sonde active 22 soit en contact avec le patient 26 ou non. Le circuit 16 de commande permet de porter à 100% le coefficient d'utilisation déterminé par le modulateur 14 pendant le mode de fonctionnement en coupe, de manière que la puissance moyenne obtenue soit maximale dans toutes les conditions de coupe. Une diminution de ce coefficient d'utilisation en mode de coupe fait apparaître des effets d'hémostase.

La figure 2 représente schématiquement le circuit 32 de seuil, le circuit 34 de validation, le circuit 14 de modulation, le circuit 12 d'amplification d'entrée et le circuit 16 de commande indiqués sur la figure 1. Le circuit 32 de seuil comprend une bascule de Schmitt classique. Il est cependant évident que toute autre forme convenable de circuit de seuil peut être utilisée. Un élément 32B de redressement et de filtration convertit la tension à haute fréquence, présente aux bornes du condensateur 30, en une tension continue appliquée à la bascule 32A de Schmitt. Cette bascule produit un signal pendant que la tension d'entrée atteint ou dépasse une amplitude particulière. Ainsi, lorsque la tension aux bornes du condensateur 30 de la figure 1 dépasse une certaine valeur, la bascule de Schmitt produit un signal de sortie qui est appliqué par le circuit 34 de validation au circuit 14 de modulation. Le circuit 34 de validation ne permet au signal de seuil d'atteindre le circuit 14 de modulation que lorsque le dispositif d'électrochirurgie est réglé en mode de coagulation. Ce circuit de validation comprend un amplificateur 34A d'isolement, de conception classique, commandé par un interrupteur 44 fermé en mode de coagulation. Un relais électromécanique ou tout autre élément analogue peut constituer le circuit de validation.

Le circuit 14 de modulation comprend un transistor union-jonction 36 connecté à un oscillateur qui produit une tension

en dents de scie dont la fréquence dépend des valeurs d'une résistance 38 et d'un condensateur 40. Cette tension en dents de scie est appliquée à la base d'un transistor 42 à gain élevé qui assume la fonction de commutateur et qui conduit et se bloque selon son potentiel de base.

Le circuit 16 de commande applique à la base du transistor 42 un potentiel choisi de polarisation, corrigeant la tension en dents de scie et, par conséquent, réglant le temps de conduction de ce transistor 42. Cette tension de polarisation peut être choisie à l'aide de deux interrupteurs 44 et 46 à pédale. L'interrupteur 44 est fermé pour le mode de fonctionnement en coagulation, alors que l'interrupteur 46 est fermé pour la coupe. Lorsque l'interrupteur 46 est fermé, une certaine tension de polarisation est appliquée à la base du transistor 42. La fermeture de l'interrupteur 44 provoque l'application d'une tension de polarisation à la base des transistors 42 et 50. La tension de polarisation appliquée par l'interrupteur 44 peut être réglée à l'aide d'un potentiomètre 48. Pour plus de sûreté, la fermeture de l'interrupteur 44 de fonctionnement en coagulation rend conducteur le transistor 50 qui court-circuite la tension appliquée par l'interrupteur 46. Par conséquent, la commutation en mode de coagulation est prépondérante sur celle en mode de coupe. De plus, lorsque l'interrupteur 44 est fermé, le circuit 34 de validation est déclenché de manière à transmettre le signal de sortie du circuit 32 de seuil à la base du transistor 42. La présence de la tension de ce signal de seuil provoque une diminution du temps de conduction du transistor 42. En l'absence d'un tel signal, le temps de conduction du transistor 42 dépend de la seconde tension de polarisation pouvant être réglée par le potentiomètre 48.

L'amplificateur 12 représenté sur la figure 1 comprend un transistor 12A connecté au transistor 42. Il n'est déclenché que lorsque le transistor 42 est conducteur. Par conséquent, il apparaît que le signal à haute fréquence produit par l'oscillateur 10 est modulé par le transistor 42 et présente une largeur d'impulsion approximativement égale à la durée de conduction du

transistor 42. Le temps total de répétition des impulsions dépend de la résistance 38 et du condensateur 40 et reste constant. Par conséquent, le coefficient d'utilisation des impulsions à haute fréquence est proportionnel à la largeur du signal de seuil.

Le circuit de commande par impulsions selon l'invention détermine automatiquement le coefficient d'utilisation du signal à haute fréquence en fonction du contact de la sonde active avec le patient lorsque le dispositif d'électrochirurgie fonctionne en mode de coagulation. Le circuit selon l'invention empêche alors toute coupe indésirable en réduisant le coefficient d'utilisation et, par conséquent, la puissance moyenne lorsque le dispositif d'électrochirurgie est réglé en mode de coagulation et lorsque la sonde active n'est pas en contact avec le patient. Dans le cas contraire, le risque de coupe est réduit et le circuit de commande augmente automatiquement le coefficient d'utilisation et, par conséquent, la puissance moyenne pour rendre maximal l'effet de coagulation. Pour effectuer une opération de coupe, le circuit de commande par impulsions est mis hors service par réglage de l'élément de commande en mode de coupe, de manière qu'une onde entretenue soit transmise aux électrodes.

De plus, le potentiomètre 48 permet de régler manuellement le coefficient d'utilisation sans affecter l'amplitude du signal à haute fréquence. Ce procédé permet à un opérateur de régler le dispositif d'électrochirurgie pour produire la puissance minimale nécessaire à la coagulation dans les conditions opératoires existantes, en appliquant le coefficient d'utilisation le plus faible possible. Il est apparu que ce procédé réduit les effets de coupe indésirables lorsque le dispositif d'électrochirurgie fonctionne en mode de coagulation. Ce procédé peut être mis en oeuvre indépendamment du circuit automatique de commande par impulsions ou en combinaison avec ce circuit.

Il va de soi que de nombreuses modifications peuvent être apportées au circuit décrit et représenté sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDEICATIONS

1. Circuit de réglage du coefficient d'utilisation d'un signal de sortie modulé par impulsions et appliqué à plusieurs électrodes destinées à entrer en contact avec un patient, ce circuit, qui est destiné à un dispositif d'électrochirurgie, étant caractérisé en ce qu'il comporte un élément d'échantillonnage de la tension apparaissant entre les électrodes, un élément de seuil produisant un signal lorsque l'amplitude de la tension entre les électrodes dépasse une valeur prédéterminée, et un modulateur destiné à donner audit signal de sortie un premier coefficient d'utilisation en l'absence dudit signal de seuil, et un second coefficient d'utilisation en la présence de ce signal de seuil.
2. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte un élément de validation monté entre l'élément de seuil et le modulateur et connecté à un élément de commande, cet élément de validation transmettant le signal de seuil au modulateur lorsqu'il reçoit un signal dudit élément de commande.
3. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'élément d'échantillonnage comprend deux condensateurs montés en série entre les électrodes en contact avec le patient.
4. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce que le modulateur comprend un transistor et un générateur appliquant audit transistor un signal périodique en dents de scie, le transistor étant connecté à l'élément de seuil, de manière que le passage de ce transistor à l'état conducteur dépende du signal en dents de scie et du signal de seuil, le dispositif d'électrochirurgie comprenant un amplificateur de signaux à haute fréquence, déclenché en même temps que le transistor, de manière que cet amplificateur exerce sa fonction lorsque le transistor est conducteur.
5. Circuit selon la revendication 1, caractérisé en ce que le premier coefficient d'utilisation est supérieur au second.

- 5 6. Procédé de réglage de la puissance moyenne d'un signal de sortie modulé par impulsions et produit par un dispositif d'électrochirurgie, caractérisé en ce qu'il consiste à produire un signal d'amplitude constante, modulé par impulsions, et à faire varier les coefficients d'utilisation de ce signal tout en maintenant l'amplitude à peu près constante.

FIG. 1



